

Rec'd PCT/PTO 02 MAY 2005

PCT/JP 2004/006733

10/533687

21.05.2004

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

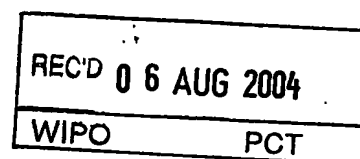
別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日
Date of Application: 2003年 9月 9日

出 願 番 号
Application Number: 特願2003-316995
[ST. 10/C]: [JP 2003-316995]

出 願 人
Applicant(s): オリンパス株式会社

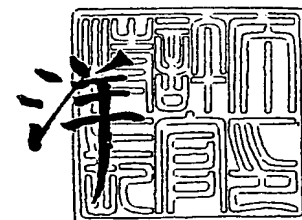


PRIORITY DOCUMENT
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH
RULE 17.1(a) OR (b)

2004年 7月23日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

小 川



出証番号 出証特2004-3064708

【書類名】 特許願
【整理番号】 03P02173
【提出日】 平成15年 9月 9日
【あて先】 特許庁長官殿
【国際特許分類】 G02B 5/20
【発明者】
 【住所又は居所】 東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目 4 3 番 2 号 オリnpas光学工業株式
 会社内
 【氏名】 川俣 健
【発明者】
 【住所又は居所】 東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目 4 3 番 2 号 オリnpas光学工業株式
 会社内
 【氏名】 豊原 延好
【特許出願人】
 【識別番号】 000000376
 【氏名又は名称】 オリnpas光学工業株式会社
 【代表者】 菊川 剛
【代理人】
 【識別番号】 100065824
 【氏名又は名称】 篠原 泰司
【選任した代理人】
 【識別番号】 100104983
 【氏名又は名称】 藤中 雅之
【先の出願に基づく優先権主張】
 【出願番号】 特願2003-181614
 【出願日】 平成15年 6月25日
【手数料の表示】
 【予納台帳番号】 017938
 【納付金額】 21,000円
【提出物件の目録】
 【物件名】 特許請求の範囲 1
 【物件名】 明細書 1
 【物件名】 図面 1
 【物件名】 要約書 1
 【包括委任状番号】 0116478

【書類名】特許請求の範囲

【請求項 1】

照明光のうち特定の波長の励起光のみを透過させる励起フィルターと、前記励起光が標本に照明されることにより該標本から発生した蛍光のみを透過させるとともに該励起光を遮る吸収フィルターを有し、

前記励起フィルターの長波長側半値波長と前記吸収フィルターの短波長側半値波長との間隔が 1 nm から 6 nm の範囲となるようにしたことを特徴とする蛍光観察用装置。

【請求項 2】

湿度が 10 % から 95 % まで変化したときの前記励起フィルター及び前記吸収フィルターの半値波長の変化が 0.5 nm 以内となるようにしたことを特徴とする請求項 1 に記載の蛍光観察用装置。

【請求項 3】

前記励起フィルターおよび／または前記蛍光フィルターが 90 層以上の多層膜を含むことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の蛍光観察用装置。

【請求項 4】

前記励起フィルターおよび前記蛍光フィルターが SiO_2 と Ta_2O_5 または Nb_2O_5 からなる多層膜を含むことを特徴とする請求項 1 ～ 3 のいずれかに記載の蛍光観察用装置。

【請求項 5】

顕微鏡の光学系に組み込まれることを特徴とする請求項 1 ～ 4 のいずれかに記載の蛍光観察用装置。

【請求項 6】

内視鏡の光学系に組み込まれることを特徴とする請求項 1 ～ 4 のいずれかに記載の蛍光観察用装置。

【請求項 7】

励起光として使用するレーザー光と、前記励起光が標本に照明されることにより該標本から発生した蛍光のみを透過させるとともに励起光を遮る吸収フィルターを有し、

前記レーザー光の波長と前記吸収フィルターの短波長側半値波長との間隔が 1 nm から 12 nm の範囲となるようにしたことを特徴とする蛍光観察用装置。

【請求項 8】

前記レーザー光の波長と前記吸収フィルターの短波長側半値波長との間隔が 6 nm から 12 nm の範囲となるようにしたことを特徴とする請求項 7 に記載の蛍光観察用装置。

【請求項 9】

湿度が 10 % から 95 % まで変化したときの前記吸収フィルターの半値波長の変化が 0.5 nm 以内となるようにしたことを特徴とする請求項 7 または 8 に記載の蛍光観察用装置。

【請求項 10】

前記吸収フィルターが 90 層以上の多層膜を含むことを特徴とする請求項 7 ～ 9 のいずれかに記載の蛍光観察用装置。

【請求項 11】

前記吸収フィルターが SiO_2 と Ta_2O_5 または Nb_2O_5 からなる多層膜を含むことを特徴とする請求項 7 ～ 10 のいずれかに記載の蛍光観察用装置。

【請求項 12】

前記励起フィルターは、少なくともロングウェーブパスフィルターと、ショートウェーブパスフィルターとを有し、前記ロングウェーブパスフィルターと前記ショートウェーブパスフィルターがそれぞれ異なる基板に成膜されて組み立てられていることを特徴とする請求項 1 ～ 7 のいずれかに記載の蛍光観察用装置。

【書類名】明細書

【発明の名称】蛍光観察用装置

【技術分野】

【0001】

本発明は、蛍光観察をする顕微鏡・内視鏡や、蛍光の強度を測定する測定器などの蛍光観察用装置に関する。

【背景技術】

【0002】

励起光を生体組織等の標本に照明し、標本から発生した蛍光のみを用い、顕微鏡・内視鏡などを蛍光観察用装置として蛍光観察を行うことは従前より行われている。この蛍光観察を行うため、蛍光観察用装置には、蛍光観察用機構として、光源から発せられる照明光のうち特定の波長の励起光のみを透過させる励起フィルターと、励起光が標本に照明されることにより標本から発生した蛍光のみを透過させるとともに励起光を遮る吸収フィルターとが用いられている。また蛍光観察を行うための別の構成としては、照明光として色素レーザーにエタロンなどの波長選択素子を組み合わせたレーザー光源から得られる特定の波長からなるレーザー光を使用し、励起光としてのレーザー光が標本に照明されることにより標本から発生した蛍光のみを透過させるとともに励起光を遮る吸収フィルターが用いられている。

【0003】

従来、蛍光観察をする内視鏡としては、例えば、次の特許文献1に開示されている。

【特許文献1】特開平10-239517号公報

【0004】

特許文献1の内視鏡では、励起フィルターにより460nm以下の波長の光を励起光として透過させ、生体組織に照射する。そして、吸収フィルターにより生体組織から反射される励起光をカットすると共に、励起光によって励起された生体組織から発生した480nmから585nm程度の蛍光を透過させ、この蛍光を結像光学系を介してCCDカメラに結像させることで、蛍光観察をするように構成されている。

【0005】

一般に、標本から発生する蛍光は微弱なものである。このため、蛍光観察においては、蛍光のみを効率よく取り出すことが重要となる。蛍光のみを効率よく取り出せるか否かは、励起フィルターや吸収フィルター等の性能によって決定される。

図9は所定の分光特性を有する励起光61を照射して蛍光観察を行う際、標本への励起光61の照射によって励起光61の波長領域よりも長波長の波長領域を有する蛍光62が発生する関係を模式的に示す分光特性グラフである。なお、蛍光62の光の強度は、励起光61の光の強度に比べて極めて小さいものとなっている。そして、図9に示すように、励起光61の波長領域と蛍光62の波長領域とが一部で重なる。そこで、励起光61が蛍光62のピーク62aの波長領域で重ならないようにするため、励起フィルター63を透過させ、該励起フィルター63で定まる蛍光62のピーク62aと重ならない波長領域の光を標本へ照射する励起光とする。

【0006】

この励起光61の標本への照射により、蛍光62が発生するが、できるだけ多くの蛍光のみを取り出して観察するためには、吸収フィルター64は、発生する蛍光62のうち蛍光62のピーク62aを挟んで蛍光強度の多い部分、即ち透過比率の高い波長領域を効率よく透過する分光特性を有することが望ましい。ただし、標本へ照射された励起光が観察側に入ることは避けたいため、励起光は吸収フィルター64によって完全にカットする必要がある。一方、蛍光62を多く発生させるには、励起光61のうち、標本に照射する励起光の波長領域を決定する励起フィルター63は、励起光61のピーク61aを挟んで可能な限り広い波長領域（波長帯域）で透過する分光特性を有することが望ましい。

【0007】

このためには、励起フィルター63が透過する励起光61の波長領域における長波長側

の半値波長A（図9の分光特性グラフにおいて、励起フィルター63の透過比率が、最大のときの半分となるときの長波長側の波長をいう。以下、半値波長Aを「励起フィルターの長波長側半値波長」というものとする。）と吸収フィルター64が透過する蛍光62の波長域における短波長側の半値波長B（図9の分光特性グラフにおいて、吸収フィルター64の透過比率が、最大のときの半分となるときの短波長側の波長をいう。以下、半値波長Bを「吸収フィルターの短波長側半値波長」というものとする。）との間隔C（波長幅）ができるだけ狭く、かつ重なりが無いことが望ましい。（なお、半値波長とは、各波長に対する透過率を表わした分光特性グラフにおいては、透過率が最大に対し半分となるとき、すなわち、半分の透過率になるときの波長である。）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかしながら、従来は励起フィルターと吸収フィルターの性能が悪いため、蛍光を効率よく取り出すことができていなかった。このため、蛍光に励起光が混在しないようにするためには、「励起フィルター63の長波長側半値波長A」と「吸収フィルター64の短波長側半値波長B」との間隔Cが約20nmの波長幅程度離れた状態となっている。そして、この約20nmの波長領域の光は、励起光としても蛍光としても利用されないため、無駄になっている問題があった。

【0009】

この問題は、照明光としてレーザー光を使用する場合も同様である。すなわち、「レーザー光の波長」と「吸収フィルターの短波長側半値波長」との間の波長領域の光は、励起光としても蛍光としても利用されないため、無駄になっている問題があった。

【0010】

本発明は、上記問題点を考慮してなされたものであり、励起フィルターおよび吸収フィルターを用いた蛍光観察において、またはレーザーと吸収フィルターを用いた蛍光観察において、微弱な蛍光を効率よく取り出すことの出来る蛍光用観察装置を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0011】

上記目的を達成するため、本第1の発明による蛍光観察用装置は、照明光のうち特定の波長の励起光のみを透過させる励起フィルターと、前記励起光が標本に照明されることにより該標本から発生した蛍光のみを透過させるとともに該励起光を遮る吸収フィルターを有し、前記励起フィルターの長波長側半値波長と前記吸収フィルターの短波長側半値波長との間隔が1nmから6nmの範囲となるようにしたことを特徴としている。

【0012】

また、本第1の発明の蛍光観察用装置においては、湿度が10%から95%まで変化したときの前記励起フィルター及び前記吸収フィルターの半値波長の変化が0.5nm以内となるようにしたことを特徴としている。

【0013】

また、本第1の発明の蛍光観察用装置においては、前記励起フィルターおよび／または前記蛍光フィルターが90層以上の多層膜を含むことを特徴としている。

【0014】

また、本第1の発明の蛍光観察用装置においては、前記励起フィルターおよび前記蛍光フィルターがSiO₂とTa₂O₅またはNb₂O₅からなる多層膜を含むことを特徴としている。

【0015】

また、本第1の発明の蛍光観察用装置においては、顕微鏡の光学系に組み込まれることを特徴としている。

【0016】

また、本第1の発明の蛍光観察用装置においては、内視鏡の光学系に組み込まれること

を特徴としている。

【0017】

また、本第1の発明の蛍光観察用装置においては、励起フィルターは、少なくともロングウェーブパス (LWP) フィルターと、ショートウェーブパス (SWP) フィルターとを有し、ロングウェーブパスフィルターとショートウェーブパスフィルターが異なる基板に成膜されて組み立てられていることを特徴としている。

【0018】

また、本第2の発明による蛍光観察用装置は、励起光として使用するレーザー光と、前記励起光が標本に照明されることにより該標本から発生した蛍光のみを透過させるとともに励起光を遮る吸収フィルターを有し、前記レーザー光の波長と前記吸収フィルターの短波長側半値波長との間隔が1 nmから12 nmの範囲となるようにしたことを特徴としている。

【0019】

また、本第2の発明の蛍光観察用装置においては、前記レーザー光の波長と前記吸収フィルターの短波長側半値波長との間隔が6 nmから12 nmの範囲となるようにしたことを特徴としている。

【0020】

また、本第2の発明の蛍光観察用装置においては、湿度が10%から95%まで変化したときの前記吸収フィルターの半値波長の変化が0.5 nm以内となるようにしたことを特徴としている。

【0021】

また、本第2の発明の蛍光観察用装置においては、前記吸収フィルターが90層以上の多層膜を含むことを特徴としている。

【0022】

また、本第2の発明の蛍光観察用装置においては、前記吸収フィルターがSiO₂とTa₂O₅またはNb₂O₅からなる多層膜を含むことを特徴としている。

また、本第2の発明の蛍光観察用装置においては、励起フィルターは、少なくともロングウェーブパス (LWP) フィルターと、ショートウェーブパス (SWP) フィルターとを有し、ロングウェーブパスフィルターとショートウェーブパスフィルターが異なる基板に成膜されて組み立てられていることを特徴としている。

【発明の効果】

【0023】

本発明によれば、励起フィルターと吸収フィルター、あるいは、レーザー光と吸収フィルターを用いた蛍光観察用装置において、微弱な蛍光を効率よく取り出すことが出来、明るい像観察、高感度な蛍光強度測定が可能な蛍光観察用装置が得られる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0024】

実施例の説明に先立ち、本発明の作用効果を説明する。

「励起フィルターの長波長側半値波長」と「吸収フィルターの短波長側半値波長」の間隔が離れている理由は、

- (1) フィルターの分光特性の安定性が十分でないこと、
 - (2) フィルター膜の層数を50層程度にしていること、
- に起因している。

【0025】

(1)の「フィルターの分光特性の安定性が十分でない」理由は、従来のフィルターは、真空蒸着法により形成されているので、各膜の密度が十分では無いため、フィルターを使用する周囲の湿度により多層膜中に水分を吸収したり放出したりすることにより、フィルターの分光特性が設計上の波長よりも短波長側あるいは長波長側にシフトしてしまうことによる。これにより±5 nm程度のシフトが生ずることが考えられる。このシフトがあっても、蛍光を観察する際に、「励起フィルターの長波長側半値波長」と「吸収フィルター

の短波長側半値波長」とが重なり合ってはならないので、装置の設計上、「励起フィルターの長波長側半値波長」と「吸収フィルターの短波長側半値波長」との間隔（波長幅）を広くとる必要がある。

【0026】

(2)の「フィルター膜の層数を50層程度にしている」理由は、膜の層数を多くすることにより「励起フィルターの長波長側半値波長」や「吸収フィルターの短波長側半値波長」の分光透過特性の立ち上がりを急峻にし、2つのフィルターの透過領域が重なり合いにくくすることができるようにするためである。しかし、従来から膜の形成に用いられている真空蒸着法では、膜厚のバラツキによる製造誤差の問題や、基板と膜、または膜同士の密着性の問題等により、事実上フィルター膜の層数を50層程度に抑えている。

【0027】

しかるに、本第1の発明のように、「励起フィルターの長波長側半値波長」と「吸収フィルターの短波長側半値波長」との間隔を1nmから6nmとして従来よりも小さくすれば、微弱な蛍光を効率よく取り出して観察することができる。また、これを実現するために本第1の発明において、湿度が10%から95%まで変化したときの励起フィルター及び蛍光フィルターの半値波長の変化が0.5nm以内であるようなフィルターを用いれば、上述した(1)の理由を取り除くことができる。フィルターの分光特性がほとんどシフトすることが無ければ、周囲の湿度変化により2つのフィルターの透過領域が重なり合うことがない。

【0028】

フィルターの成膜手法としては、従来の真空蒸着法よりも膜の密度が十分になるイオンアシスト法、イオンプレーティング法、スパッタリング法等を用いると好ましい。真空蒸着法により形成される膜が低密度で水分を吸水し易いのに対し、これらの成膜手法は膜の密度が高いため吸水することなく固い膜となり、膜の密着性も向上する特徴を持つ。そのため、50層を越える多層の膜でも膜剥がれや劣化が少ない。この特性を生かして、さらに本発明において、励起フィルターおよび／または蛍光フィルターが90層以上の多層膜とすれば、上述した理由(2)の理由を取り除くことができる。これにより、励起フィルターと吸収フィルターの夫々の分光特性あるいは分光透過特性で定まる、励起フィルターの長波長側半値波長と吸収フィルターの短波長側半値波長との波長幅、すなわち2つのフィルターの半値波長との間隔を狭くしても、透過領域が重なり合うことがなくなる。このようなフィルターは、例えばSiO₂とTa₂O₅、またはSiO₂とNb₂O₅からなる多層膜により形成することができる。また、本第1の発明は、蛍光観察をする内視鏡や顕微鏡の光学系、あるいは、蛍光強度を測定して観察する装置の光学系に組み込まれるものである。

【0029】

また、本第2の発明のように、励起光として使用する「レーザー光の波長」と「吸収フィルターの短波長側半値波長」との間隔、すなわち波長幅を1nmから12nmの範囲として従来の20nmよりも小さくすれば、微弱な蛍光を効率よく観察することができる。レーザー光により発生する蛍光に十分な明るさがある場合は、「レーザー光の波長」と「吸収フィルターの短波長側半値波長」の間隔を確保して、レーザー光が観察側にもれないように、また吸収フィルターの製造の容易さを考慮して6nmから12nmにすると良い。本第2の発明でも、上述した(1)、(2)の理由を取り除くために、前述したと同様に、湿度が10%から95%まで変化したときの蛍光フィルターの半値波長の変化が0.5nm以内であるようなフィルターを用いることや、イオンアシスト法、イオンプレーティング法、スパッタリング法等を用いて蛍光フィルターが90層以上の多層膜とし、例えばSiO₂とTa₂O₅、またはSiO₂とNb₂O₅からなる多層膜により形成する、等の方策をとることができる。また、本第2の発明は、蛍光観察をする内視鏡や顕微鏡、蛍光強度を測定する測定器などに組み込まれるものである。

【0030】

次に、本発明の具体的な実施形態について図面を用いて説明する。

第1実施形態

図1は本発明の蛍光観察用装置の第1実施形態にかかる、蛍光観察を行うことにより生体の疾患の有無等の診断を行う医療用内視鏡及びその光学系の概略構成図である。

第1実施形態の蛍光観察用装置1は、図1に示すように、体腔内等に挿入して観察対象組織の観察像を得る内視鏡2と、内視鏡2に照明光を供給する光源装置3と、内視鏡2で得られる観察像を撮像して撮像信号を得る撮像装置4と、撮像装置4で得られる撮像信号をモニター表示可能な映像信号に変換するビデオプロセッサ5と、ビデオプロセッサ5で得られる映像信号を映し出すモニター装置6とを有して構成されている。

【0031】

内視鏡2は、体腔内等に挿入する細長の挿入部11と、挿入部11の基端側に連設され、内視鏡2を把持し操作するための操作部12と、操作部12の基端側に連設され、内視鏡2で得られる観察対象像を射出する接眼部13と、操作部12の例えば側部から延出し、光源装置3から照明光の供給を受けるためのライトガイドケーブル14と、ライトガイドケーブル14の端部に設けられ、光源装置3と着脱自在に接続するためのライトガイドコネクタ15と、ライトガイドケーブル14及び操作部12及び挿入部11内を挿通し、ライトガイドコネクタ15を介して光源装置3から得られる照明光を挿入部11の先端部11aまで導光するライトガイドファイバー16と、先端部11aに設けられ、ライトガイドファイバー16で導光された照明光を観察対象部位へ向けて配光する配光光学系17と、先端部11aに設けられ、観察対象部位の光学像を内視鏡2内へ導く対物光学系18と、挿入部11及び操作部12内を挿通し、対物光学系18で導かれた光学像を接眼部13まで導くイメージガイドファイバー19と、接眼部13に設けられ、イメージガイドファイバー19で導かれた光学像を射出する接眼光学系20とを有して構成されている。

【0032】

光源装置3は、照明光を発する光源ランプ31と、光源ランプ31へ電力を供給する電源回路32と、照明光路上に設けられ、観察対象部位を励起する波長を透過させる励起フィルター33と、照明光をライトガイドファイバー16の光入射端面へ集光する集光光学系34と、励起フィルター33を照明光路上に挿脱自在に挿入すべく励起フィルター33を移動させるモーター35と、光源装置3に対する操作指示を入力するための操作パネル36と、操作パネル36の操作に応じて、少なくともモーター35を駆動制御する制御回路37を有して構成されている。

【0033】

撮像装置4は、内視鏡2の接眼部13から射出される観察光となる、生体組織からの蛍光の波長成分を透過し、生体組織に照射した励起光を遮る吸収フィルター41と、観察光を結像する結像光学系42と、結像光学系42で結像された観察像を撮像して撮像信号を得る撮像手段としてのCCD43を有して構成されている。

【0034】

このように構成された医療用内視鏡では、光源ランプ31および光源ランプ31からの照明光を生体組織に導くライトガイドファイバー16によって照明光学系を形成し、この照明光学系の光路内に、特定波長の光のみを励起光として透過させる励起フィルター33を挿入する一方、生体組織から発生した蛍光が入射するイメージガイドファイバー19および観察を行う接眼光学系20および結像光学系42によって観察光学系を形成し、この観察光学系の光路内に、観察に用いる蛍光のみを透過させる吸収フィルター41を挿入している。そして、この内視鏡では、励起フィルター33を通過した励起光の照射によって生体組織から蛍光を発生させ、この蛍光に基づいて生体組織の観察を行う。

【0035】

ここで、より詳しく、第1実施形態の医療用内視鏡の作用について説明する。まず、経内視鏡的に蛍光観察する生体組織の位置へ、挿入部11を介して先端部11aを挿入する。そして、蛍光観察が可能な位置に、先端部11aを位置させる。次いで、生体組織を蛍光観察可能な状態にする。

【0036】

そして、操作パネル 36 によりモーター 35 を操作して、励起フィルター 33 を照明光路に挿入する。すると、内視鏡 2 から観察対象の生体組織へ向けて励起光が照射され、励起光が照射された生体組織から蛍光が発せられる。この蛍光による観察像は、対物光学系 18 と、イメージガイドファイバー 19 と、接眼光学系 20 を介して、内視鏡 2 から射出される。内視鏡 2 から射出された観察像は、吸収フィルター 41 により、蛍光成分が抽出され、結像光学系 42 により、CCD 43 の撮像面に結像する。これにより、蛍光による被写体像が、モニター装置 6 に表示される。

【0037】

このとき、蛍光を発している部位は、内視鏡 2 による観察部位全体内の小さい領域である場合が多く、蛍光を発している部位が観察部位全体の何処に位置するのか分からないことがある。このような場合には、励起フィルター 33 を照明光路中から退避させ、吸収フィルター 41 の透過波長を含む可視光を観察対象組織へ向けて照射することにより、観察部位全体を観察することができる。

なお、観察対象の生体組織は、ヒトや動物の組織や細胞に限らず、他の生物の組織や細胞であってもよい。

【0038】

図 2 は第 1 実施形態の医療用内視鏡に使用するフィルターの波長と透過率との関係の分光特性を示すグラフであり、特性曲線 D が励起フィルター 33、特性曲線 E が吸収フィルター 41 の透過率特性を夫々示している。

励起フィルター 33 の長波長側半値波長は 489.5 nm、吸収フィルター 41 の短波長側半値波長は 494 nm であり、その間隔である波長幅は 4.5 nm となっている。第 1 実施形態によれば、励起フィルター 33 の長波長側半値波長と吸収フィルター 41 の短波長側半値波長との間隔が狭く、無駄な領域が少なくなるので、生体組織から蛍光を効率良く発生させ、かつ効率良く観察することができる。

【0039】

なお、これらのフィルターは、図 1 および図 2 ではそれぞれ 1 枚で構成されているように示してあるが、実際には数枚のフィルターを組み合わせたものである。

具体的には、特性曲線 D の励起フィルター 33 は、図 3 に示すような光学特性を有するロングウェーブパス (LWP) フィルター H、ショートウェーブパス (SWP) フィルター G の 2 つの組み合わせにより、生体組織に照射する励起光の光学特性を決定するとともに、図 4 に示すように、さらに生体組織に照射する際に不要な紫外光や赤外光をカットするフィルター I, J, K を有して構成されている。

【0040】

図 4 は励起フィルター 33 の構成を示す断面図である。図 4 に示す励起フィルター 33 を構成するフィルターのうち、蛍光観察性能に最も影響の大きい SWP フィルター G は、基板 332 上に、 SiO_2 (波長 450~550 nm の屈折率が 1.46~1.47) と Ta_2O_5 (波長 450~550 nm の屈折率が 2.19~2.25) の膜を交互に積層した 126 層構成であり、RF 印加方式のイオンプレーティング法により形成されている。

LWP フィルター H も同様に、基板 331 上に、 SiO_2 と Ta_2O_5 の膜を交互に積層した 54 層構成であり、RF 印加方式のイオンプレーティング法により形成されている。

紫外光をカットするフィルター I や赤外光をカットするフィルター J, K は、フィルター G, H によるカット領域 (蛍光観察に用いない波長の光を透過させない領域) をさらに広げるために用いるものである。これらのフィルター I, J, K は、湿度変化により光学特性がフィルター G, H のカット帯域に被さる範囲内でシフトしても、蛍光観察を行う励起光の波長の透過帯域に影響は無い。このため、フィルター I, J, K は、それぞれ基板 331, 332, 333 上に、各々真空蒸着法により SiO_2 (波長 400~1000 nm の屈折率が 1.45~1.47) と TiO_2 (波長 400~1000 nm の屈折率が 2.24~2.58) の膜を交互に積層して構成されており、フィルター I が 40 層、フィルター J が 40 層、フィルター K が 46 層で形成されている。

【0041】

この励起フィルター 33 を構成する各フィルター I, H, G, J, K の膜構成を表 1 に示す。なお、膜構成は、光学的膜厚で $\lambda/4$ を 1.0 として表記し、基板側から空気側に順に示してある。また、表 1 中、フィルター H, G の膜構成では、 Ta_2O_5 を H、 SiO_2 を L とし、フィルター I, J, K の膜構成では、 TiO_2 を H、 SiO_2 を L として表記した。基板 331, 332, 333 には、光学ガラス BK7 を用いている。また、図 4 に示すように、励起フィルター 33 に光の入射側（光路）から基板 331, 332, 333 の順に配列し、基板 331 の入射側がフィルター I、出射側がフィルター H とし、基板 332 の入射側がフィルター G、出射側がフィルター J、基板 333 の入射側と出射側が共にフィルター K として構成してある。これらの基板 331, 332, 333 を各基板間にスペーサー 334 を介して両側から内枠 335 と外枠 336 とで挟み込んである。

【0042】

【表 1】

名称	フィルター	層数	λ	膜構成 基板側から空気側へ
励起 フィルター	I	40層	365nm	.4717H .8376L .9153H .8793L .877H 1.0091L .8576H .9991L .8887H 1.0232L .886H 1.014L .8922H 1.0237L .8876H 1.0155L .8893H 1.0257L .8982H 1.0224L .8956H 1.0322L .8956H 1.0027L .8765H 1.0474L .921H 1.0026L .8655H 1.0313L .9293H .9546L .9049H 1.0343L .9088H .8934L 1.0019H .7405L .9492H 1.7252L
	H	54層	512nm	.7402H .2246L .5191H 1.5504L 1.1453H .5478L .6848H .6556L .7053H .7767L .857H .8891L .8515H .6819L .5828H .9274L .7852H .7995L .7907H .7973L .7752H .7906L .7781H .7897L .7744H .8002L .7763H .7891L .7741H .7983L .7914H .8038L .7841H .8006L .7934H .7843L .7566H .7731L .7722H .7973L .7881H .8127L .8117H .7858L .7947H .7813L .5139H .7856L 1.0456H .9833L .6587H .4989L .7024H 1.584L
	G	126層	562nm	.4129H 1.8825L .2515H 1.1383L 1.1756H .9966L .8251H 1.0511L 1.1333H 1.0346L .883H .8834L 1.0202H 1.0063L 1.0061H 1.0011L .994H .9758L .9597H .9585L .9896H .9882L .988H .9791L .9945H .9808L .9821H .9676L .9709H .9751L .9855H .9843L .9916H .9815L .9816H .9756L .9681H .9682L .982H .989L .9869H .981L .9787H .9763L .9775H .9725L .9756H .9788L .9875H .9843L .9813H .9765L .9752H .9736L .9764H .9781L .9859H .9873L .9827H .9746L .97H .9705L .9786H .983L .9853H .9825L .9827H .9768L .977H .9738L .978H .976L .9811H .977L .9838H .983L .9867H .9765L .9717H .9669L .9735H .9774L 1.0066H .9729L .9746H .9775L .9788H .9773L .9785H .9838L .985H .9781L .9698H .969L .99H .9903L .9927H .975L .927H .997L 1.0023H .9923L .9791H .9746L .9738H .9669L .9612H .9769L 1.04H .9833L .9917H .9386L .9565H .9997L 1.0011H .9861L .9959H 1.0112L .9943H .9635L .9787H 1.035L 1.056H 1.0468L .9806H .5042L
	J	40層	630nm	1.04H .3641L 1.5729H .384L 1.5215H .6875L 1.282H .8823L 1.0826H 1.0057L 1.0206H .9786L 1.0308H .9762L 1.0251H .9748L 1.0268H .9744L 1.0243H .9731L 1.0248H .9728L 1.0228H .9715L 1.0238H .9738L 1.0243H .9731L 1.0266H .9794L 1.0311H .9817L 1.0349H .9883L 1.0527H .9913L 1.076H 1.0609L 1.0426H .5398L
	K	46層	730nm	1.138H .2469L 1.421H .1998L 1.3338H 1.0436L 1.0357H .9602L 1.0141H .9759L .978H 1.0107L .962H 1.0081L .9867H .9955L 1.0037H .9849L 1.0263H 1.0164L 1.039H 1.0074L 1.0086H 1.1092L 1.1082H 1.2087L 1.2397H 1.4037L 1.2535H 1.2343L 1.1688H 1.2798L 1.2738H 1.3348L 1.2873H 1.3122L 1.2015H 1.2358L 1.2137H 1.353L 1.353H 1.4123L 1.4016H 1.3646L 1.1353H .5852L
吸収 フィルター	L	148層	441nm	1.635H 1.7085L .4484H .9814L .9552H .904L .785H 1.0077L 1.0924H 1.018L .8801H .8507L .9695H .9719L .9872H .975L .9584H .9404L .9346H .9333L .942H .9475L .9574H .9524L .9653H .9465L .9496H .9435L .9505H .9519L .963H .9685L .9741H .9706L .9658H .9571L .9538H .9529L .9575H .9604L .9645H .9621L .9595H .9505L .9459H .9373L .9398H .9444L .9534H .9534L .9525H .9466L .947H .9478L .9543H .961L .9683H .9718L .9731H .9728L .9724H .9725L .9731H .9738L .975H .9754L .978H .9889L .9838H .9826L .9835H .977L .9778H .9742L .9803H .9814L .9885H .9869L .9869H .9783L .9745H .9711L .9995H .9733L .9779H .9829L .9883H .9902L .9889H .9834L .9768H .9711L .9713H .9772L .9906H 1.0026L 1.0082H .9876L .9282H .9849L .9872H .9867L .9859H .9847L .9834H .9824L .9819H .982L 1.0101H .9445L .9845H .985L .985H .9843L .9832H .9818L .9807H .98L .98H .98L .981H .9816L .9816H .981L .9797H .9782L .9769H .9764L .977H .979L .9822H .9854L .9874H .987L .8849H .9338L .975H 1.1898L 1.1464H .5093L 1.0826H .9426L 1.31H .7273L .8909H .7762L .9948H 1.6256L
	M	90層	604nm	.2775H 1.5503L 1.0703H 1.0726L .9993H 1.1179L 1.0027H 1.0121L 1.02H 1.0214L 1.0262H 1.0129L 1.0106H 1.0153L 1.0177H 1.0175L 1.0098H 1.0072L 1.009H 1.0155L 1.0166H 1.0129L 1.007H 1.0076L 1.0106H 1.0145L 1.0131H 1.0101L 1.0075H 1.0097L 1.012H 1.0131L 1.0102H 1.0091L 1.009H 1.0116L 1.0123H 1.0119L 1.0094H 1.01L 1.0106H 1.0128L 1.0121H 1.0128L 1.0126H 1.0142L 1.0113H 1.0053L 1.0522H 1.0035L .9981H 1.04L 1.1189H .9539L 1.1072H 1.1808L 1.1473H 1.3243L 1.2349H 1.2112L 1.2337H 1.2739L 1.337H 1.2942L 1.2161H 1.251L 1.2768H 1.376L 1.268H 1.2399L 1.2147H 1.292L 1.3709H 1.304L 1.2415H 1.2255L 1.2774H 1.3699L 1.2765H 1.2549L 1.2012H 1.2868L 1.3763H 1.2818L 1.2507H 1.1177L 1.1156H 1.2743L .9869H .6999L

【0043】

フィルター G、H についての波長範囲 300 nm から 1000 nm の光学特性を図 3 に

示す。また、フィルター I, J, K についての波長範囲 300 nm から 1000 nm の光学特性を図 5 に示す。各フィルター G, H, I, J, K は、各々が表 2 の波長範囲での透過率を 0.1 % 以下して、励起光の透過帯域以外をカットしている。

【0044】

【表 2】

	I	H	G	J	K
カット帯域	300-400nm	367-459nm	491-627nm	568-724nm	685-1000nm

【0045】

吸収フィルター 41 も、励起フィルター 33 と同様に、LWP フィルターと、SWP フィルターと、不要な光をカットするフィルターとで構成することができる。この場合、発生する蛍光のうち観察に不要な蛍光が、吸収フィルターを構成する LWP フィルターや、SWP フィルターによってカットされるようであれば、不要な光をカットするフィルターは特になくとも良い。

【0046】

第 1 実施形態の吸収フィルターの概略構成を図 6 に示す。

第 1 実施形態では、図 2 に示す特性曲線 E の吸収フィルター 41 は、図 6 に示すように、基板 411 の両面にそれぞれ LWP フィルター L と、SWP フィルター M とを有して、SWP フィルター M により観察に不要な蛍光がすべてカットされるように構成されている。このため、不要な光をカットするフィルターを増やす必要はない。

また、吸収フィルター 41 は、基板 441 を両側から内枠 442 と外枠 443 とで挟み込んである。基板 441 には、光学ガラス BK7 を用いている。各フィルター L, M の膜構成は、上記表 1 に示してある。なお、膜構成は、光学的膜厚で $\lambda/4$ を 1.0 として表記し、基板側から空気側に順に示してある。蛍光観察性能に最も影響の大きい LWP フィルター L は、RF 印加方式のイオンプレーティング法により形成され、 SiO_2 と Ta_2O_5 の膜を交互に積層して 148 層に構成されている。SWP フィルター M も同様に、RF 印加方式のイオンプレーティング法により、 SiO_2 と Ta_2O_5 の膜を交互に積層して 90 層に構成されている。フィルター G, H についての波長範囲 300 nm から 1000 nm の光学特性を図 7 に示す。なお、表 1 中、フィルター L, M の膜構成では、 Ta_2O_5 を H、 SiO_2 を L として表記した。

RF 印加方式のイオンプレーティング法で形成されたフィルター H, G, L, M の光学特性は、湿度が 10 % から 95 % まで変化したときに半値波長の変化が 0 ~ +0.1 nm であり、いずれも 0.5 nm 以内となっている。

【0047】

このように構成された第 1 実施形態の内視鏡を用いて生体組織の観察を行った。蛍光を極めて効率良く取り出して観察が出来るため、照明光を弱めても十分に観察することができた。そのため生体組織を変質させることも無かった。

なお、励起フィルター 33 の SWP フィルター G の長波長側半値波長と吸収フィルター 41 の LWP フィルター L の短波長側半値波長との間隔である波長幅は 4.5 nm であったが、フィルター G, L、即ち、励起フィルター 33 と吸収フィルター 41 の特性をシフトさせることで、波長幅を 1 ~ 6 nm にしても観察できる結果に大きな差はなく、いずれも生体組織を明るい状態で観察することができた。

【0048】

また、フィルター H, G, L, M を RF 印加方式のイオンプレーティング法で形成したものに代えて、イオンアシスト法やイオンビームスパッタリング法で形成したものを用いても、同様の結果が得られた。また、膜を形成するための Ta_2O_5 に代えて、 Nb_2O_5 を用いると、フィルターの膜構成が変わるが、同様の結果が得られた。

なお、第 1 実施形態において、図 4 や図 6 に示す例では、励起フィルター 33、吸収フィルター 41 の基板に BK7 の光学ガラスを用いたが、不要な波長帯域の励起光あるいは

蛍光をカットするような、紫外に吸収能力のある吸収ガラスや可視光を吸収する色ガラスを、光学ガラスに替えて用いても観察に問題なく、カットの効率を上げることができる。

【0049】

第2実施形態

図8は本発明の蛍光観察用装置の第2実施形態にかかる蛍光強度測定器の光学系の概略構成図である。

図8に示す第2実施形態の測定器の光学系は、不図示のレーザー光源から出た波長488nm、強度800mWのレーザー光51が励起光としてミラー52により光路を曲げられて標本載置台53a上の標本53を照射する。この励起光の照射によって、標本53から蛍光が発生する。吸収フィルター54は標本53から発生した蛍光のみを選択的に透過させる。この蛍光の強度を、CCD、およびCCDで検出した信号を電流値の変更した後に表示する機能を有する受光部55で測定することにより、蛍光が観察可能になるようにシステムが構成されている。

【0050】

吸収フィルター54は、第1実施形態の吸収フィルター41と同様の構成のものを用いている。励起光として機能するレーザー光51の波長は488nm、吸収フィルター54の短波長側半値波長は494nmであり、レーザー光51の波長と吸収フィルター54の短波長側半値波長との間隔である波長幅は6nmとなっている。このため、標本53から発生した蛍光を効率良く取り出し受光部55で高感度な状態で測定することができる。この間隔（波長幅）は、吸収フィルター54の特性をシフトさせる、即ち、吸収フィルター54の分光透過率特性における短波長側半値波長を、レーザー光51の波長側に近づけるように膜構成を変化させることで、1nmから12nmに可変させても、いずれも高感度に測定することができた。ただし、間隔が1nmから5nmになると、レーザー光51の照射強度および標本53への照射時間の条件によっては、吸収フィルター54が透過しないことになっている波長領域でもレーザー光がカットできなくなり、レーザー光51が受光部55に漏れてくる可能性がある。その場合には、レーザー光51の強度を弱めるとか、レーザー光51を標本53に照射する時間を少なくする対策を講じれば蛍光観察に際しレーザー光51の悪影響を抑えることができる。レーザー光51の波長と吸収フィルター54の短波長側半値波長との間隔（波長幅）は、より望ましくは6nmから12nmとするのが良い。

【0051】

また、RF印加方式のイオンプレーティング法で形成した吸収フィルター54を構成するLWPフィルターLおよびSWPフィルターMを、イオンアシスト法やイオンビームスパッタリング法で形成したものにしても同様の結果が得られた。また、フィルターLおよびフィルターMの膜を形成するためのTa₂O₅に代えてNb₂O₅を用いても同様の結果が得られた。

【図面の簡単な説明】

【0052】

【図1】本発明の蛍光観察用装置の第1実施形態にかかる、蛍光観察を行うことにより生体の疾患の有無等の診断を行う医療用内視鏡及びその光学系の概略構成図である。

【図2】第1実施形態の医療用内視鏡に使用するフィルターの波長と透過率との関係の分光特性を示すグラフであり、特性曲線Dが励起フィルター33、特性曲線Eが吸収フィルター41の透過率特性を夫々示している。

【図3】図1及び図2に示す特性曲線Dの励起フィルター33を構成するロングウェーブパス（LWP）フィルターH、ショートウェーブパス（SWP）フィルターGの光学特性を示すグラフである。

【図4】励起フィルター33の構成を示す断面図である。

【図5】図1及び図2に示す特性曲線Dの励起フィルター33を構成するフィルターI、J、Kの光学特性を示すグラフである。

【図 6】特性曲線 E の吸収フィルター 41 の構成を示す断面図である。

【図 7】特性曲線 E の吸収フィルター 41 を構成する LWP フィルター L、SWP フィルター M の透過率特性を示すグラフである。

【図 8】本発明の蛍光観察用装置の第 2 実施形態にかかる蛍光強度測定器の光学系の概略構成図である。

【図 9】所定の分光特性を有する励起光 1 を照射して蛍光観察を行う際、標本への励起光 1 の照射によって励起光 1 の波長領域よりも長波長の波長領域を有する蛍光 2 が発生する関係を模式的に示す分光特性グラフである。

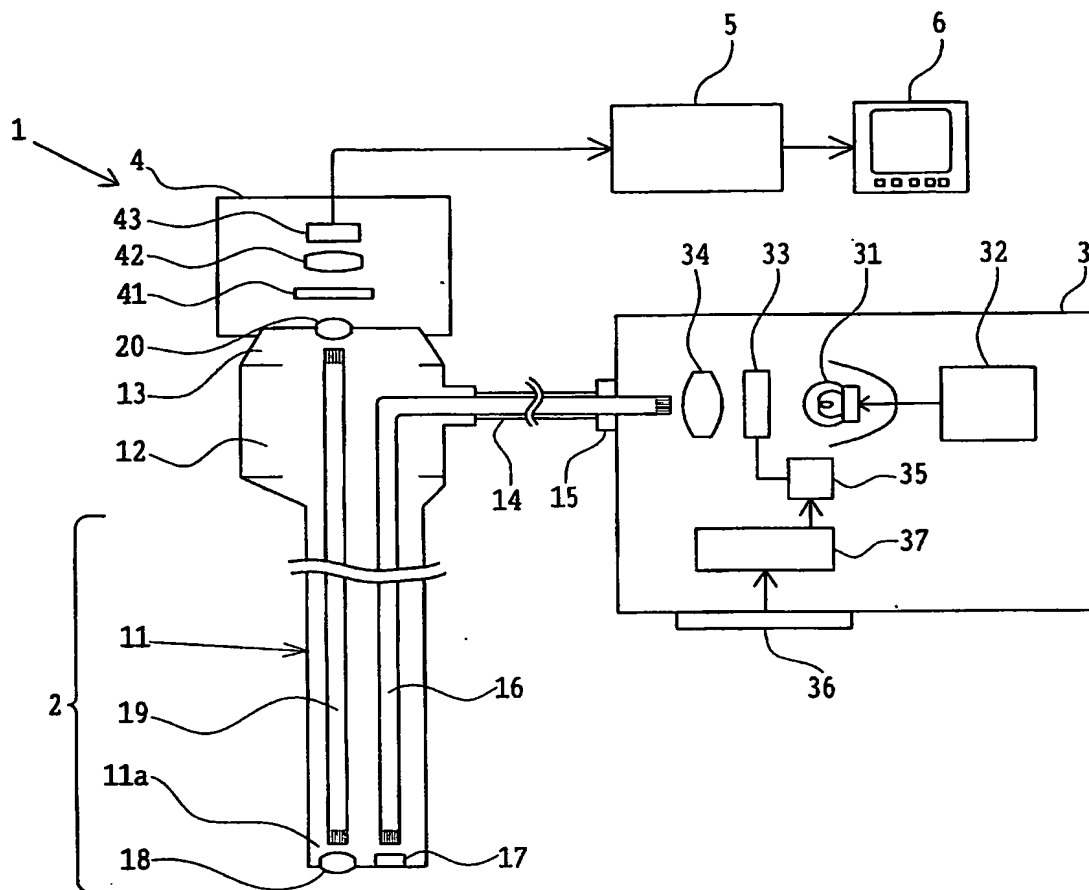
【符号の説明】

【0053】

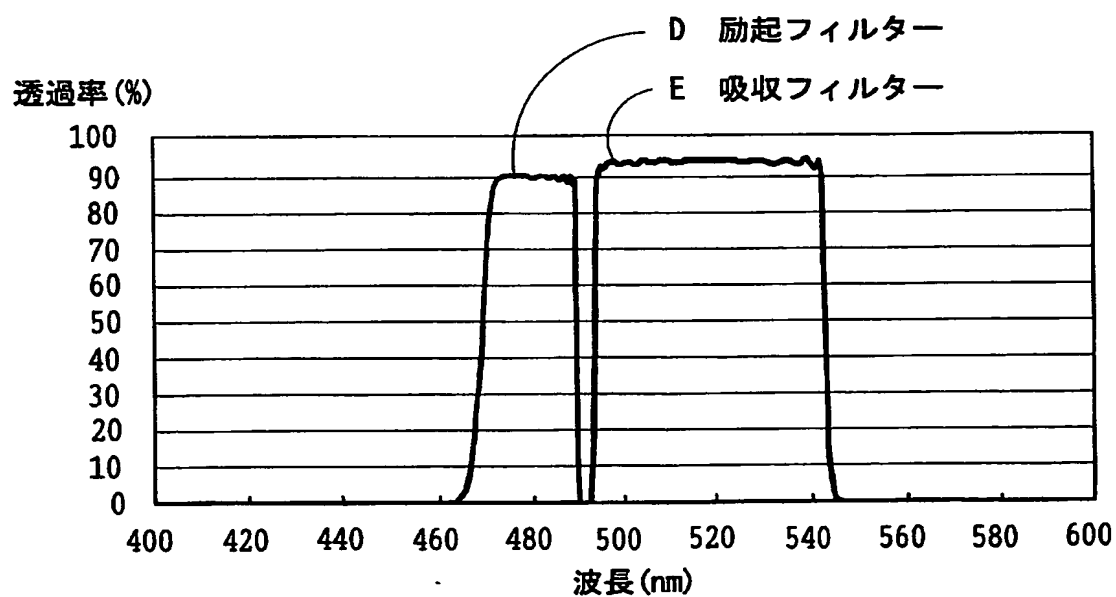
1	蛍光観察用装置
2	内視鏡
3	光源装置
4	撮像装置
5	ビデオプロセッサ
6	モニター装置
11	挿入部
11a	先端部
12	操作部
13	接眼部
14	ライトガイドケーブル
15	ライトガイドコネクタ
16	ライトガイドファイバー
17	配光光学系
18	対物光学系
19	イメージガイドファイバー
20	接眼光学系
31	光源ランプ
32	電源回路
33	励起フィルター
34	集光光学系
35	モーター
36	操作パネル
37	制御回路
41, 54	吸収フィルター
42	結像光学系
43	CCD
51	レーザー光
52	ミラー
53	標本
53a	標本載置台
55	受光部
61	励起光 (の透過率特性)
61a	励起光のピーク (の透過率特性)
62	蛍光 (の透過率特性)
62a	蛍光のピーク (の透過率特性)
63	励起フィルター (の透過率特性)
64	吸収フィルター (の透過率特性)
331, 332, 333, 441	基板
334	スペーサー

335, 442	内枠
336, 443	外枠
A	励起フィルターの長波長側半値波長
B	吸収フィルターの短波長側半値波長
C	励起フィルターの長波長側半値波長と吸収フィルターの短波長側半値波長
との間隔	
H, L	ロングウェーブパス (LWP) フィルター
G, M	ショートウェーブパス (SWP) フィルター
I	紫外光をカットするフィルター
J, K	赤外光をカットするフィルター

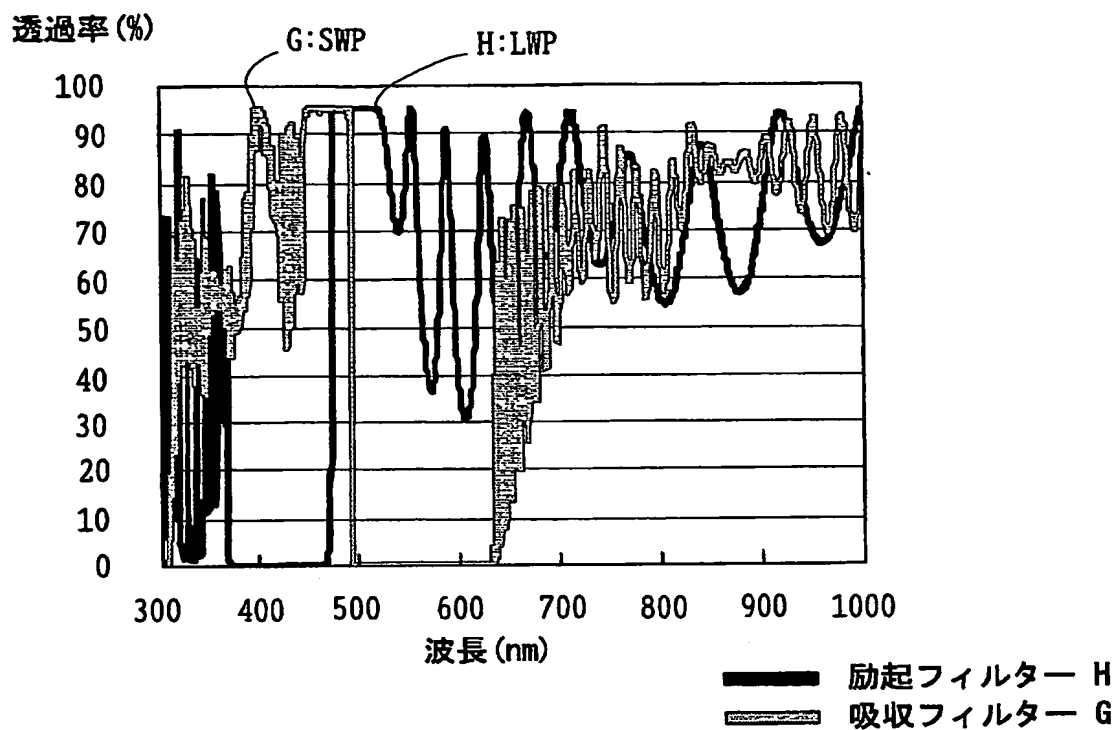
【書類名】 図面
【図 1】



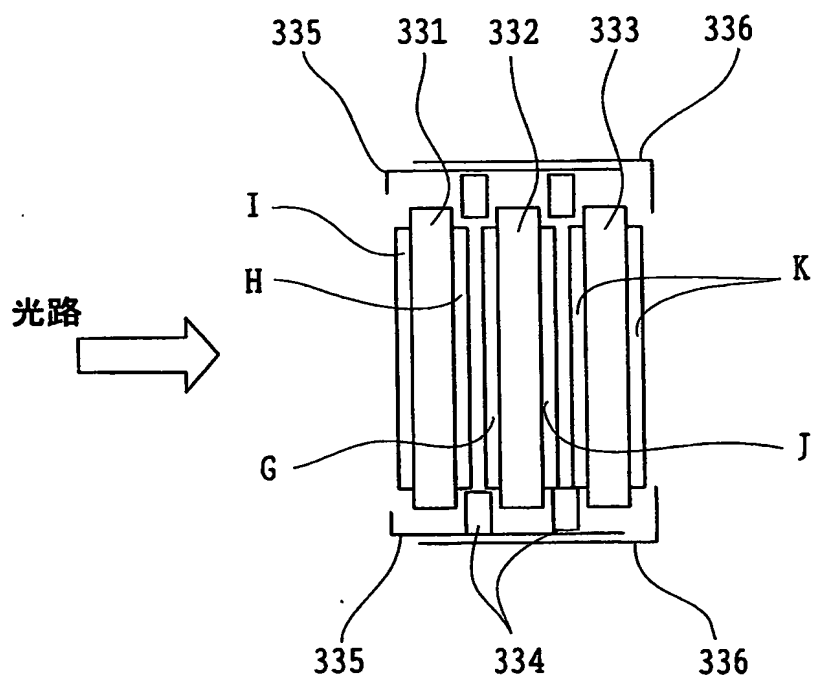
【図 2】



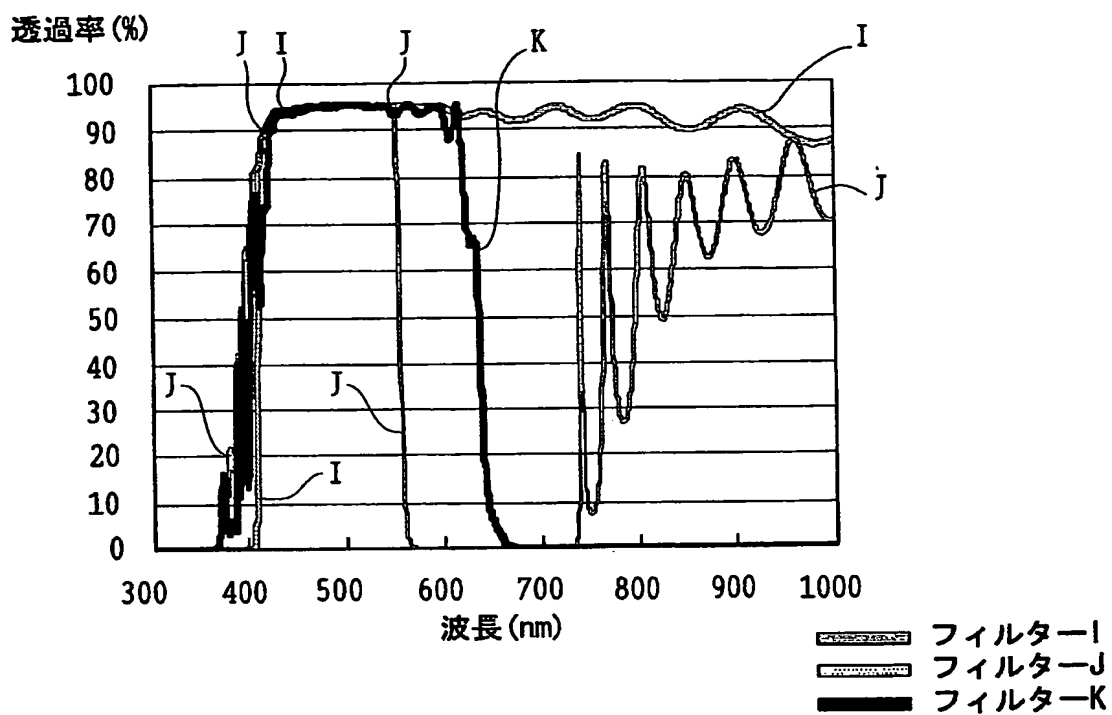
【図 3】



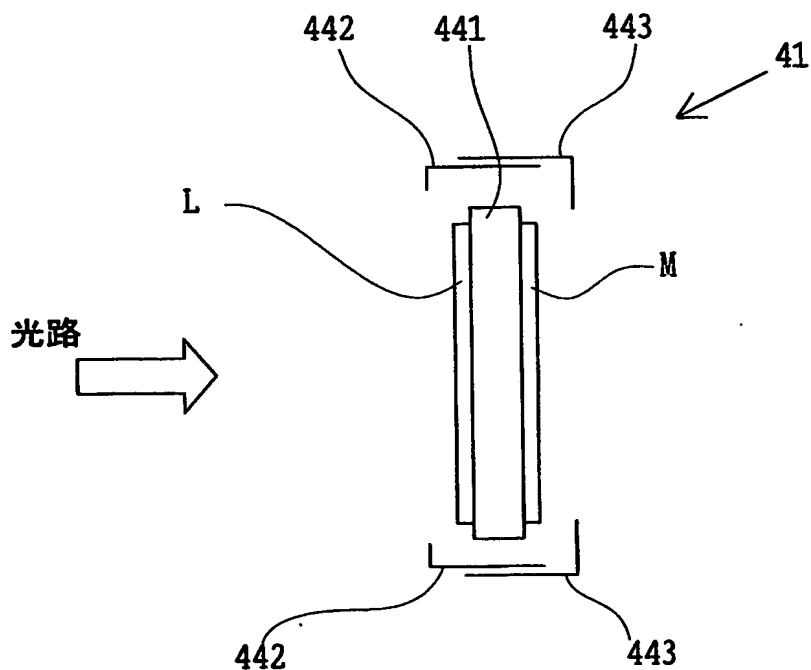
【図 4】



【図 5】

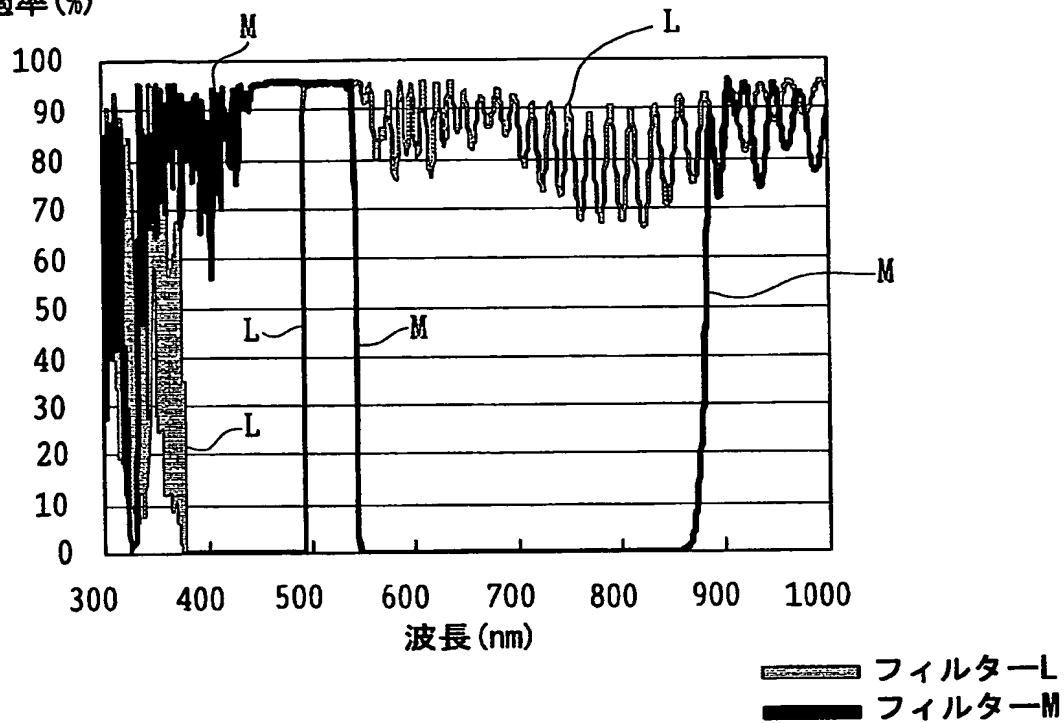


【図 6】

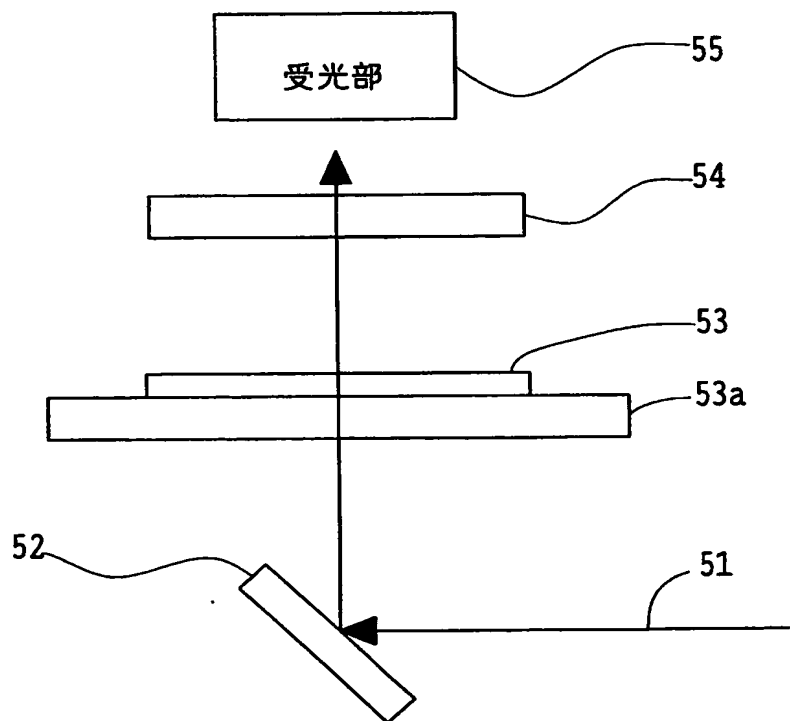


【図 7】

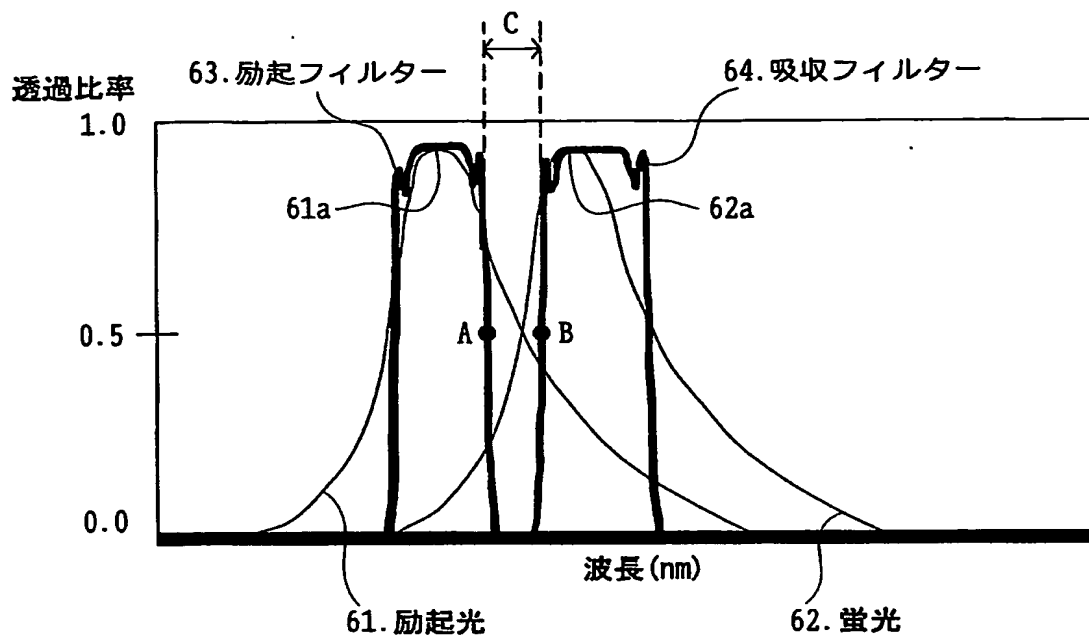
透過率(%)



【図 8】



【図 9】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 励起フィルターおよび吸収フィルターを用いた蛍光観察において、またはレーザーと吸収フィルターを用いた蛍光観察において、微弱な蛍光を効率よく取り出すことの出来る蛍光用観察装置を提供する。

【解決手段】 照明光のうち特定の波長の励起光のみを透過させる励起フィルターと、前記励起光が標本に照射されることにより該標本から発生した蛍光のみを透過させるとともに該励起光を遮る吸収フィルターを有し、前記励起フィルターの長波長側半値波長と前記吸収フィルターの短波長側半値波長との間隔が1 nmから6 nmの範囲となるように構成されている。また、湿度が10%から95%まで変化したときの前記励起フィルター及び前記吸収フィルターの半値波長の変化が0.5 nm以内となるように構成されている。

【選択図】 図2

特願 2 0 0 3 - 3 1 6 9 9 5

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [0 0 0 0 0 0 3 7 6]

1. 変更年月日 1 9 9 0 年 8 月 2 0 日
[変更理由] 新規登録
住 所 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号
氏 名 オリンパス光学工業株式会社
2. 変更年月日 2 0 0 3 年 1 0 月 1 日
[変更理由] 名称変更
住 所 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号
氏 名 オリンパス株式会社